

ВИКОРИСТАННЯ ФУНКЦІЙ ГАУСА ДЛЯ АПРОКСИМАЦІЇ БІОЛОГІЧНИХ СИГНАЛІВ

В. О. Мосьпан, Д. В. Мосьпан, О. В. Фомовська, Ф. В. Фомовський, О. О. Юрко

Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського

ORCID: 0000-0002-2151-4858; 0000-0001-5473-7874; 0000-0002-6520-6654; 0000-0003-3989-3689; 0000-0002-8244-2376

У даній роботі удосконалено алгоритм та створено віртуальний прилад для автоматичного визначення параметрів апроксимуючих несиметричних кривих Гауса в програмному середовищі Labview для аналізу електрокардіографічних сигналів при наявності відхилень та спотворень форми зубців. В результаті збільшена впевненість апроксимації зубців при наявності: сплесків протилежної полярності; широкої пласкої вершини зубця при зміщеному максимальному значенню на крайній відліки; значного порушення симетрії зубців; вузьких фрагментів зубців. Аналіз визначених коефіцієнтів апроксимації біологічних сигналів (зокрема відведень ЕКГ сигналів, обвідних дихальних шумів та фонокардіосигналів) дозволить використовувати їх в якості усереднених критеріїв для діагностики відповідних захворювань. Апроксимацію Гаусовими імпульсами можна використовувати для синтезу стандартних відведень за скороченим набором відведень ЕКГ сигналу за розрахованою поверхнею коефіцієнтів апроксимації.

Ключові слова: електрокардіографічний сигнал, функції Гауса, віртуальний прилад, апроксимація сигналів.

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. У даний час в медицині все більш широке застосування знаходить метод математичного аналізу різних біологічних сигналів. Більшість з них є випадковими та квазіперіодичними процесами, що значно ускладнює можливість використання автоматизованого процесу обробки даних. До сигналів такого типу можна віднести дихальні шуми, фонокардіографічні та електрокардіографічні сигнали.

Форма зубців ЕКГ сигналу досить точно описується несиметричними імпульсами Гауса. При цьому можна досягти необхідної точності апроксимації, шляхом введення додаткових імпульсів для опису діагностично важливих неоднорідностей сигналу [1].

У роботах описана методика розрахунку і підбору коефіцієнтів функцій Гауса [2, 3]. Також в [4] реалізований простий алгоритм підбору коефіцієнтів несиметричних функцій у вигляді віртуального приладу Labview. Але для випадків накладення різнополярних зубців і нестандартних форм імпульсів, результат застосування даного алгоритму дає значну похибку.

Мета роботи – удосконалення алгоритму роботи віртуального приладу для автоматичного визначення параметрів апроксимуючих несиметричних кривих Гауса в програмному середовищі Labview.

МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. Апроксимацію обвідної проведено за допомогою несиметричних гаусових імпульсів:

$$f(t) = \begin{cases} A \cdot e^{-\frac{(t-t_m)^2}{2\sigma_1^2}}, & t \leq t_m \\ A \cdot e^{-\frac{(t-t_m)^2}{2\sigma_2^2}}, & t > t_m \end{cases},$$

де A – коефіцієнт верхівки зубця; t_m – момент часу, що відповідає максимуму кривої; σ_1, σ_2 – коефіцієнти, за допомогою яких можна пристосувати дану залежність до експериментальної кривої; мають сенс середньоквадратичного відхилення. Основою для визначення параметрів імпульсу був узятий вбудований віртуальний прилад (ВП) для симетричних функцій Гауса. Для переходу до несиметричної функції використовувалася наступний алгоритм.

Для знаходження коефіцієнтів кривої (A, t_m, σ) скористаємося вбудованим ВП «Gaussian Peak Fit» (Апроксимація кривою Гауса) [5, 6]. Оскільки крива є симетричною, необхідно знайти максимальне значення обвідної даної ділянки, що і буде граничним відліком для лівої та правої частини кривої Гауса. Оскільки апроксимація зростаючого та спадаючого фронтів розраховуються незалежно один від одного, то значення середини t_m та амплітуди A можуть відрізнитися. Тому при стикуванні протилежних частин кривої необхідно усереднити отримані значення. Відповідна послідовність дій виконується окремо створеним ВП. Блок діаграма ВП зображена на рис. 1.

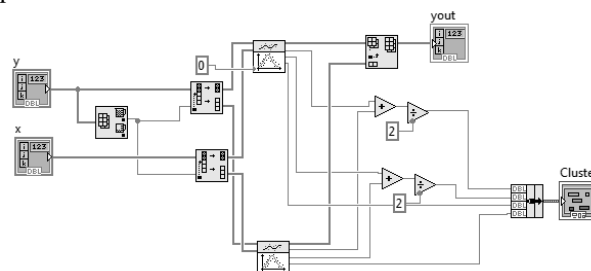


Рисунок 1 – Реалізація апроксимації обвідної несиметричним гаусовим імпульсом

Створений алгоритм використовується для апроксимації зубців ЕКГ сигналу. Якщо використовувати загальну сумарну апроксимацію, то необхідно додати всі отримані функції Гауса. При цьому відбувається накладання «хвостів» сусідніх функцій, що спричиняє виникнення похибки на межі двох хвиль, де значення буде завжди завищеним. Для уникнення цього ефекту, необхідно корегувати швидкість наростання фронту наступної хвилі. Амплітуду загальної обвідної необхідно зменшити на величину спадаючої частини функції Гауса попередньо розрахованої хвилі. Реалізація даної вказаної послідовності дій реалізована фрагментом блок діаграми на рис. 2. Коефіцієнти несиметричних кривих Гауса потрапляють до кластерів і виводяться на лицьову панель з відповідними заголовками.

Отже для масиву даних, що аналізується, аналітичний вираз загальної обвідної можна представити у вигляді:

$$Y(n) = \sum_{k=1}^N Y_k(n) = \sum_{k=1}^N A_k e^{-\frac{(n-n_{mk})^2}{2\sigma^2}} \begin{cases} \sigma = \sigma_{1k}, & n < n_m \\ \sigma = \sigma_{2k}, & n \geq n_m \end{cases} .$$

де n – номер відліку за часом; n_m – номер відліку, що відповідає середині зубця.

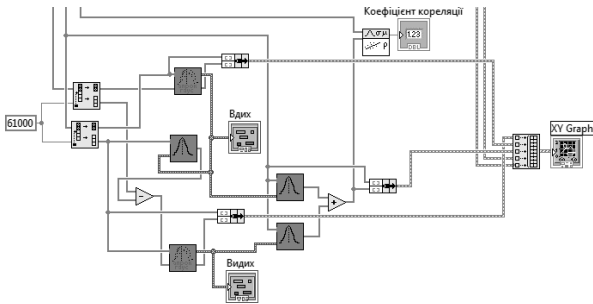


Рисунок 2 – Фрагмент блок діаграми для знаходження аналітичної загальної обвідної дихального цикла

Розроблений віртуальний прилад було використано для аналізу біологічних сигналів (зокрема дихальних шумів та фонокардіосигналів). На рис. 3 показано окремий кардіоцикл з апроксимацією обвідною 1-го та 2-го тонів двома несиметричними функціями Гауса. Точність апроксимації можна збільшити до необхідного значення шляхом сегментації сигналу на більшу кількість ділянок і, відповідно, використанням більшої кількості функцій Гауса.

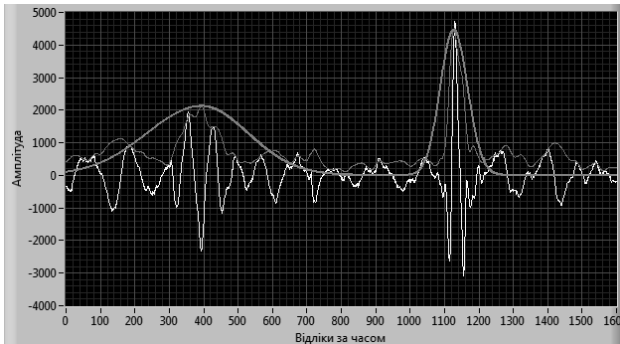


Рисунок 3 – Фрагмент лицьової панелі віртуального приладу при отриманні обвідної основних тонів фонокардіосигнала

При використанні запропоновано алгоритму для апроксимації більш складних комбінацій послідов-

ності біологічних сигналів були виявлені значні недоліки при ускладненні форми імпульсів.

При аналізі зубців негативної полярності, присутність додатного сплеску навіть незначної величини, призводить до повного ігнорування негативного зубця. Для усунення цього недоліка необхідно визначити максимальне та мінімальне значення амплітуд відліків даної ділянки та порівняти їхні абсолютні значення. Більше значення буде визначати полярність зубця, що надходить для аналізу до віртуального приладу. Для подальшого використання ця інформація за допомогою структури Case кодується символами: 0 – додатний зубець та 1 – від’ємний зубець.

Наступне ускладнення – це наявність широкої пласкої вершини зубця при зміщеному максимальному значенню на крайній відліку. При цьому відбувається суттєве зміщення симетрії зубця і, як наслідок, некоректне визначення параметрів для широкої частини імпульсу. Для усунення цього недоліка пропонується визначити усі впливові екстремуми, та змістити центр симетрії на середину пласкої вершини зубця. Вбудований ВП «Peak Detector» видає значення та розташування усіх екстремумів масиву відліків. Уведення порогової межі на рівні 0,9 від максимального значення дозволяє відсіяти випадкові сплески та виділити відліки вершини. Далі визначається середина вершини. Округлення отриманого значення до найближчого цілого і є номером відліку, що відповідає центру вершини зубця. Якщо ж зубець має форму з плавним зростанням фронтів на загострену вершину з одним піковим значенням, то даний алгоритм не виконується.

Блок діаграма віртуального приладу, що реалізує зазначену послідовність дій наведена на рис. 4.

У випадку, коли зубець має значне порушення симетрії, то можливий випадок, що ВП «Gaussian Peak Fit» визначає середини та амплітуди лівих на правих частин зі значним відхиленням від реального пікового значення. Це спричинено тим, що до ВП для аналізу надходить лише та частина відліків, що відповідає наростаючому або спадаючому фронту до пікового значення. Причому аналіз та апроксимація двох частин виконується незалежно. Усереднення амплітудних значень та їх положень за відліками спричиняє зсув реального зубця та функції апроксимації. Для запобігання зсуву вершин функцій Гауса відносно реального максимуму n_m було запропоновано дзеркально дублювати масиви даних, що відповідають лівій $Y_L[n]$ та правій $Y_R[n]$ частинам зубця, як показано на рис. 5.

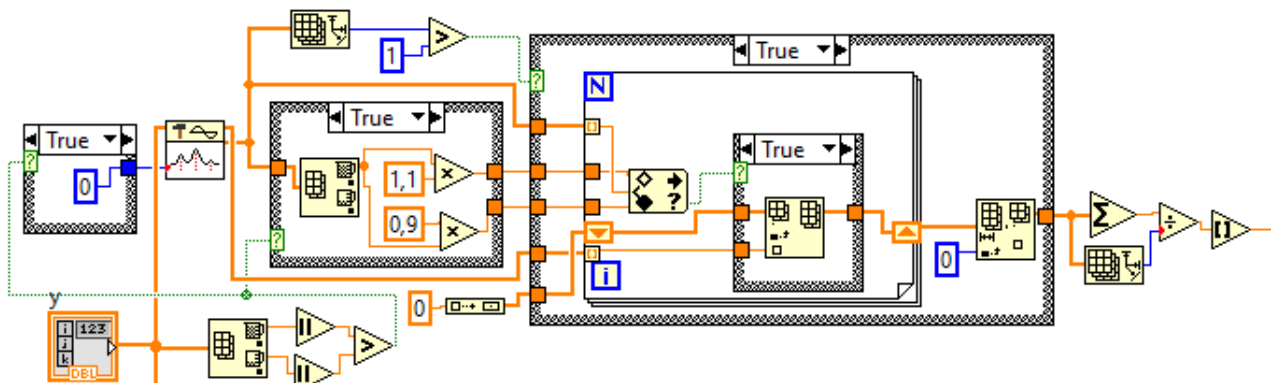


Рисунок 4 – Фрагмент блок діаграми для апроксимації зубців при наявності сплесків протилежної полярності

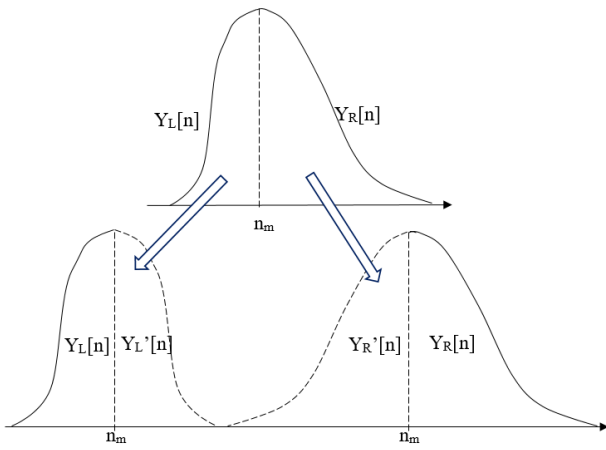


Рисунок 5– Дзеркальне дублювання масиву даних зубця

При цьому на ВП «Gaussian Peak Fit» надходять масиви даних повноцінних симетричних імпульсів з явним положенням вершини зубця, що створює умови для співпадання вершин лівих та правих частин автоматично визначених Гаусових функцій. Даний алгоритм наведено на частині блок схеми на рис. 6.

Була виявлена низька точність апроксимації у випадку вузьких фрагментів зубців, при цьому масиви даних половини зубців, що надходять для аналізу до ВП не перевищують 10-ти відліків. Для збільшення кількості відліків запропоновано доповнювати виділені фрагменти масивів даних нульовими відліками. Прийнятні результати були отримані при симетрич-

ному доповненні фрагментів зубців п'ятьма нульовими відліками з кожної сторони.

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Y_L[n] & Y_L'[n] & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & Y_R[n] & Y_R'[n] & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Відповідний алгоритм показаний на рис. 6 в структурах «Case», які виконуються у випадку, коли кількість відліків фрагменту не перевищує 10-ти.

Подальша обробка даних зводиться до роботи вбудованих ВП «Gaussian Peak Fit», співставленню згенерованих функцій апроксимації частин зубців, шляхом усереднення значень коефіцієнтів амплітуд та середин імпульсів, групування розрахованих коефіцієнтів до кластеру даних та видаленню надлишкових допоміжних значень відліків, що додавалися раніше за необхідності. Відповідна послідовність дій наведена на блок-схемі на рис. 7.

Описаний вище алгоритм апроксимації даних несиметричним гаусовим імпульсом зведений до окре-

мого ВП $\begin{matrix} x \\ y \end{matrix}$ Cluster $\begin{matrix} y_{out} \end{matrix}$. Він має два входи: y – вхідний масив даних з відповідним масивом нумерації відліків x за часом. Виходи: Cluster – містить розраховані чотири коефіцієнти апроксимації ($A, n_m, \sigma_1, \sigma_2$), y_{out} – розрахований вихідний масив даних за отриманими коефіцієнтами.

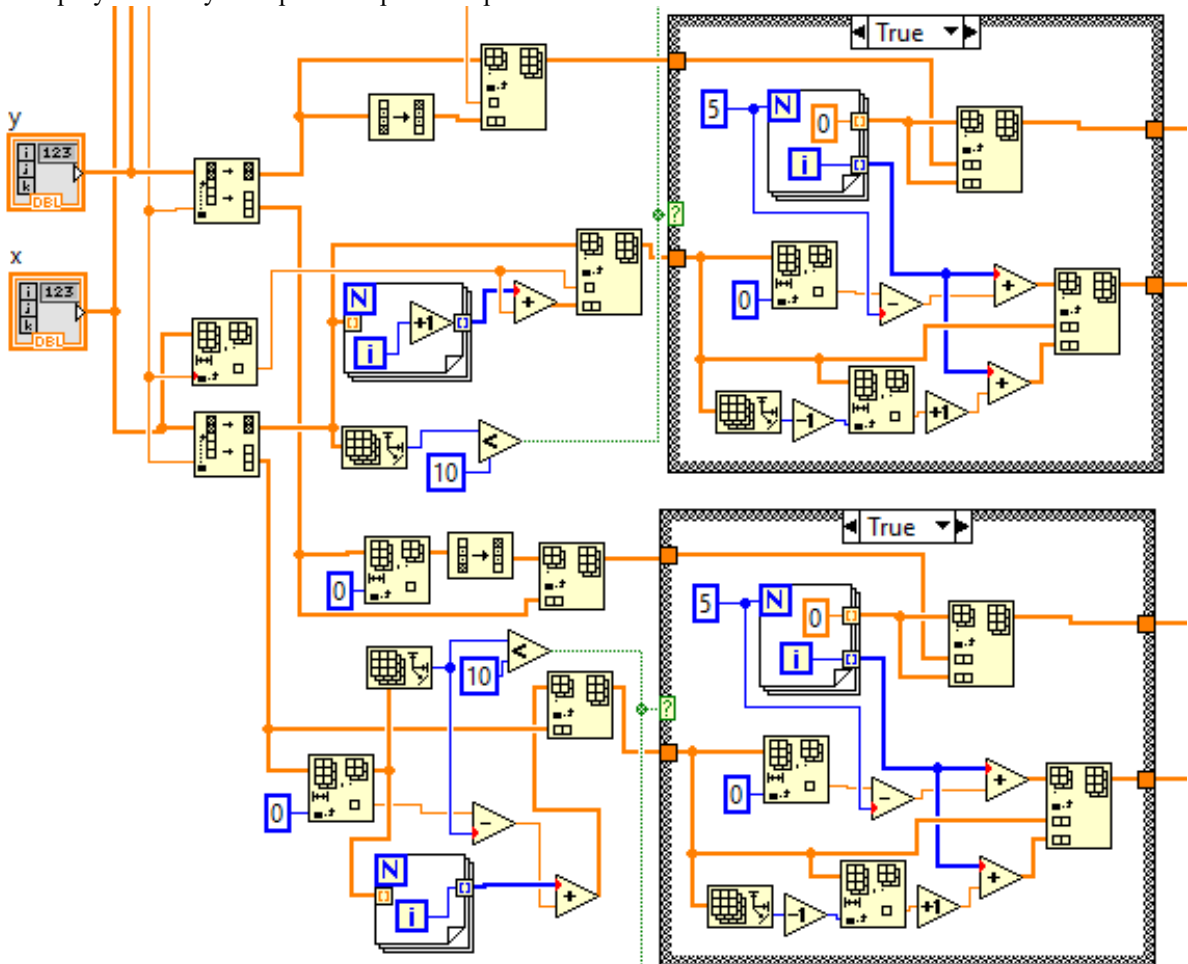


Рисунок 6 – Фрагмент блок діаграми для апроксимації зубців з широкою пласкою вершиною при зміщеному максимальному значенню

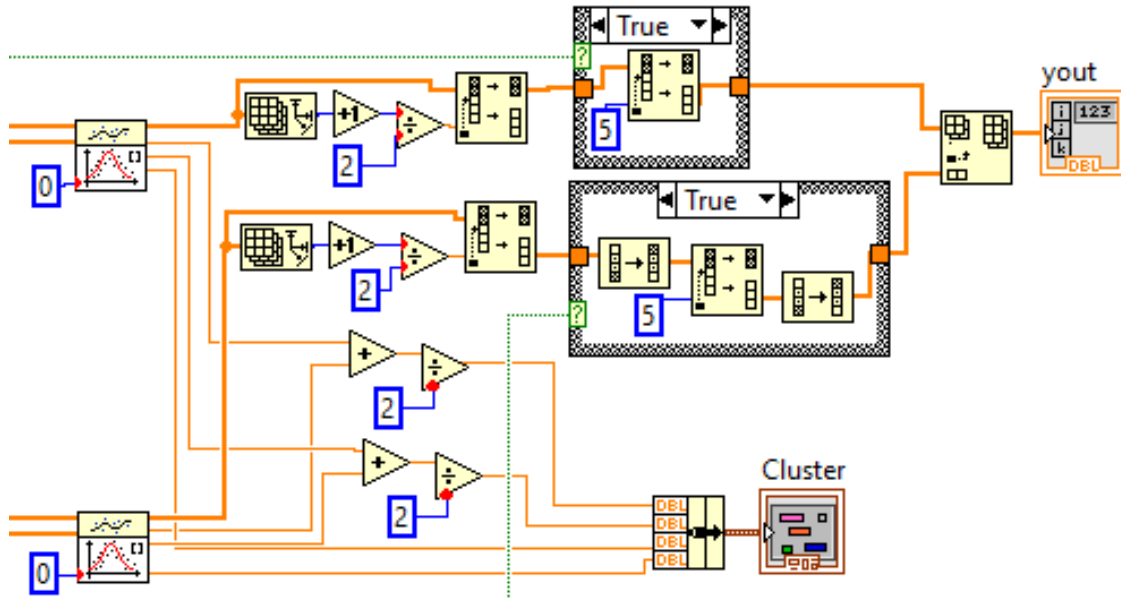


Рисунок 7 – Фрагмент блок діаграми для отримання вихідних параметрів апроксимації

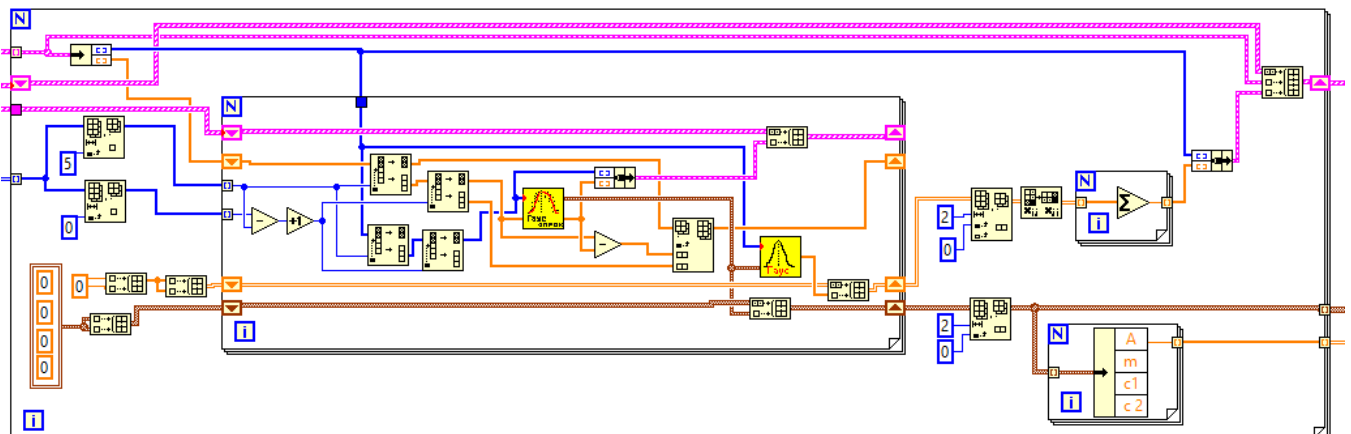


Рисунок 8 – Фрагмент блок діаграми для аналізу декількох відведень ЕКГ сигналу

Запропонований алгоритм було апробовано для аналізу шести грудних відведень кардіоциклу (V1...V6) ЕКГ сигналу [7]. Для цього було створено ВП, зображений на рис. 8. Попередньо масиви вхідних відліків $Y_{in}[n]$ були оброблені, в результаті чого були виділені межі основних п'яти зубців (P, Q, R, S, T) у кожному відведенні. З отриманих граничних значень був сформований 2D масив 5×6 , який також подається до входу ВП.

Як вже зазначалося раніше, для усунення ефекту накладання «хвостів» кривих Гауса в даному ВП реалізовано послідовне віднімання синтезованих функцій з попередньо отриманих масивів даних. Отже вхідними даними для аналізу i -го зубця (у нашому випадку $i = 0 \dots 5$) буде масив даних:

$$Y_0[n] = Y_m[n], \quad Y_i[n] = Y_m[n] - \sum_{k=1}^{i-1} Y_k[n],$$

де k – номер масиву даних зубця після апроксимації.

Це реалізовано у внутрішньому циклі рис. 8. Додавання зубців одного кардіоциклу проводиться у зовнішньому циклі ВП. Також в ньому формується масив кластеру даних з коефіцієнтами розрахованих параметрів зубців. Фрагмент такого кластеру наведено на рис. 9. Рядок відповідає одному з шести гру-

дних відведень, а кожна колонка відповідному зубцю: P, Q, R, S, T.

A	A	A	A	A
1,7341	-0,9619:	3,87478	-48,2461	9,55456
m	m	m	m	m
12	20,985	27	30	51,9987
c1	c1	c1	c1	c1
1,72452	2,91047	0,85706:	0,79466:	9,99901
c2	c2	c2	c2	c2
1,03214	2,32767	0,94666:	1,52056	4,70884
A	A	A	A	A
1,63465	-1,8570:	13,6601	-45,3914	33,4344
m	m	m	m	m
12	20,9994	27	30	52
c1	c1	c1	c1	c1
2,46215	2,75286	0,94926:	1,12988	8,64406
c2	c2	c2	c2	c2
1,18993	1,84079	0,21642:	0,76850:	4,02708

Рисунок 9 – Фрагмент масиву кластеру даних з коефіцієнтами параметрів зубців

Результати проведеної апроксимації наведені на рис. 10. Тонкими білими лініями показані вхідні дані масивів грудних відведень, а товстими лініями – результати апроксимації несиметричними функціями Гауса.

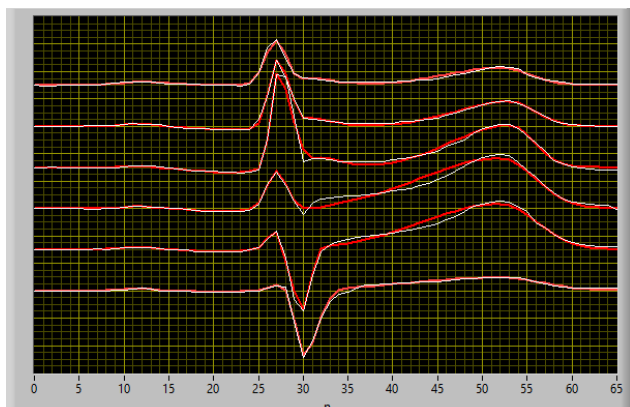


Рисунок 10 – Результати апроксимації шести грудних відведень ЕКГ сигналу

Для кожного відведення було розраховано коефіцієнт кореляції (correlation coefficient r), значення яких є близькими до 1 (рис. 11). Це вказує на прийнятний загальний результат апроксимації.

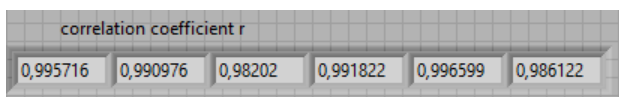


Рисунок 11 – Розраховані значення коефіцієнту кореляції для кожного відведення

Візуально можна спостерігати локальні недоліки, особливо в місцях пологих фронтів зубців при наявності добре виражених точок перегину та положення сегменту ST. Розташування останнього відносно ізолінії містить діагностичну інформацію [8]. Це відповідно потребує подальшого доопрацювання алгоритму апроксимації.

ВИСНОВКИ. У результаті в роботі:

1. Удосконалено алгоритм для апроксимації біологічних сигналів несиметричними функціями Гауса. Збільшена впевненість апроксимації зубців при наявності: сплесків протилежної полярності; широкої плоскої вершини зубця при зміщеному максимальному значенню на крайні відліки; значного порушення симетрії зубців; вузьких фрагментів зубців.

2. Створено віртуальний прилад для апроксимації сигналів (зокрема відведень ЕКГ сигналів, обвідних дихальних шумів та фонокардіосигналів) за допомогою несиметричних функцій Гауса. Аналіз визначених коефіцієнтів дозволить використовувати їх в якості усереднених критеріїв для діагностики відповідних захворювань [9], що потребує подальших досліджень.

3. Планується використовувати апроксимацію Гаусовими імпульсами для синтезу стандартних відведень за скороченим набором відведень ЕКГ сигналу [10]. За попередніми дослідженнями створена поверхня коефіцієнтів апроксимації, яка дозволяє синтезувати кардіосигнал довільного відведення.

USE OF GAUSS FUNCTIONS FOR APPROXIMATION OF BIOLOGICAL SIGNALS

V. Mospan, D. Mospan, O. Fomovskaya, F. Fomovskii, A. Yurko

Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University

ORCID: 0000-0002-2151-4858; 0000-0001-5473-7874; 0000-0002-6520-6654; 0000-0003-3989-3689; 0000-0002-8244-2376

Purpose. Currently, the method of mathematical analysis of various biological signals is increasingly used in medicine. Most of them are random and quasi-periodic processes, which greatly complicates the possibility of using an auto-

4. Необхідне подальше удосконалення даного алгоритму, зокрема при наявності пологих фронтів зубців з добре вираженими точками перегину та шляхом збільшення вибірки статистичного аналізу експериментальних даних.

ЛІТЕРАТУРА

1. Никифоров П. Л. Модель електрокардіографічного сигналу на основі совокупності колокольних імпульсів. *Вестн. молодих учених. Сер. Техн. науки.* № 1. 1998. С. 64–68.

2. Абрамов М. В. Апроксимація експонентами временного кардіологічного ряду на основі ЕКГ. *Вестник кибернетики*, 2010, № 9. С. 85–91.

3. Кочергіна С. С., Юрко О. О. Апроксимація ЕКГ сигналу «зміненими» гаусовими імпульсами зі збереженням діагностично-важливих точок. *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського.* Вип. 3/2012 (74), 2012. С. 58–61.

4. Голодний Р. А., Юрко О. О. Апроксимація обвідної акустичних сигналів. Актуальные научные исследования в современном мире: XXXIII Международная научная конференция (26-27 января 2018 г.). Сборник научных трудов. Вип. 1(33), ч. 8. Переяслав-Хмельницький, 2018. С. 101–107.

5. Евдокимов Ю. К., Линдваль В. Р., Щербатов Г. И. *LabVIEW в научных исследованиях.* Москва: ДМК Пресс, 2018. 397 с.

6. Магда Ю. С. *LabVIEW: Практический курс для инженеров и разработчиков.* Москва: ДМК Пресс, 2012. 208 с.

7. PhysioNet is a repository of freely-available medical research data, managed by the MIT Laboratory for Computational Physiology. <https://www.physionet.org/lightwave/>

8. Баткин И. З. Введение в клиническую электрокардиографию. Интерактивная лекция для студентов и врачей общей практики. <http://www2.fesmu.ru/PolTxt/U0013/ecgLecture/lecture1.htm>

9. Мосьпан Д. В., Мосьпан В. О., Фомовська О. В., Юрко О. О., Артеменко В. А. Можливість тривалого самоконтролю стану з використанням мобільного кардіографу приєднаного до хмарних технологій. *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського.* 2019. Вип. 6/2019 (119). С. 167–172. DOI: 10.30929/1995-0519.2019.6.167-172.

10. Шутьгин В. И., Задерихин А. К., Мороз Ю. Г. Реконструкция и синтез электрокардиографических отведений для кардиомониторных систем. *Вісник Харківського національного університету.* 2008. № 797. Серія медицина. Вип. 15. С. 36–42.

mated data processing process. Signals of this type include respiratory noises, phonocardiographic and electrocardiographic signals. The shape of the waves of the ECG signal is quite accurately described by asymmetric Gaussian pulses. It is possible to achieve the required approximation accuracy by introducing additional pulses to describe the diagnostically important inhomogeneities of the signal. In the previous work of the authors the simple algorithm of coefficients selection of asymmetric functions in the form of the Labview virtual device is realized. But for the cases of superposition of waves of different polarity and non-standard pulse shapes, the result of applying this algorithm gives a significant error. **Methodology.** In the analysis of waves of negative polarity, the presence of a positive burst, even a small value, leads to a complete disregard for the negative wave. To eliminate this shortcoming, it is necessary to determine the maximum and minimum values of the amplitudes of the samples in this area and compare their absolute values. A larger value will determine the polarity of the wave coming to the virtual instrument for analysis. The next complication is the presence of a wide flat wave top with an offset maximum value by extreme samples. This is a significant shift in the symmetry of the wave and, as a consequence, incorrect determination of parameters for a wide part of the pulse. To eliminate this shortcoming, it is proposed to determine all the influential extremes, and shift the center of symmetry to the middle of the flat top of the wave. In the case where the wave has a significant violation of symmetry, it is possible that the virtual device determines the midpoints and amplitudes of the left to right parts with a significant deviation from the actual peak value. To prevent the vertices of the Gaussian functions from shifting relative to the real maximum it was proposed to mirror the data sets corresponding to the left and right parts of the wave. **Results.** In this article, the algorithm of the virtual device operation for automatic determination of the parameters of the approximate asymmetric Gaussian curves in the Labview software environment is improved. It is planned to use approximation by Gaussian impulses to synthesize standard leads from reduced sets of ECG signal leads. According to preliminary studies, a surface of approximation coefficients has been created, which allows synthesizing a cardiac signal for an arbitrary derivation. **Originality.** Algorithm for approximating biological signals by asymmetric Gaussian functions is improved. In this case, a more confident approximation of waves was obtained in the presence of: bursts of opposite polarity; wide flat top of the wave when the maximum value is shifted to extreme samples; significant violation of the symmetry of the waves; narrow fragments of waves. **Practical value.** A virtual device was created to approximate signals (including ECG signal leads, respiratory noises and phonocardiograms) using asymmetric Gaussian functions. The analysis of certain coefficients will make it possible to use them as average criteria for the diagnosis of the corresponding diseases, which requires further research. References 10, figures 11.

Key words: electrocardiographic signal, Gaussian functions, virtual instrument, signal approximation.

REFERENCES

1. Nikiforov, P. L. (1998). Model of electrocardiographic signal based on a set of bell pulses. *Bulletin of young scientists, Technical Sciences Series*, no. 1, pp. 64–68. [in Russian]
2. Abramov, M. V. (2010). Approximation by exponents of the temporal cardiac series on the basis of ECG, *Bulletin of Cybernetics*, no. 9, pp. 85–91. [in Russian]
3. Kochergina, S. S., Yurko, O. O. (2012). Approximation of ECG signal by "changed" Gaussian pulses with preservation of diagnostically important points, *Transactions of Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University*. Kremenchuk: KrNU, iss. 3/2012 (74), pp. 58-61. [in Ukrainian]
4. Golodny, R. O., Yurko, O. O. (2018). Approximation of envelope acoustic signals, *Actual scientific researches in the modern world: XXXIII International scientific conference. Collection of scientific works*, iss. 1 (33), part 8. Pereyaslav-Khmelnytsky, pp. 101 - 107. [in Ukrainian]
5. Evdokimov, Y. K., Lindval, V. R., Shcherbakov, G. I. (2018). *LabVIEW in scientific research*. Moscow: DMK Press. 397 p. [in Russian]
6. Magda, Y. S. (2012). *LabVIEW: Practical course for engineers and developers*. Moscow: DMK Press. 208 p. [in Russian]
7. PhysioNet is a repository of freely-available medical research data, managed by the MIT Laboratory for Computational Physiology. URL: <https://www.physionet.org/lightwave/> (дата звернення 15.05.2021).
8. Batkin, I. Z. Introduction to clinical electrocardiography. Interactive lecture for students and general practitioners. URL: <http://www2.fesmu.ru/PolTtxt/U0013/ecgLecture/lecture1.htm> (дата звернення 15.05.2021).
9. Mos'pan, D. V., Mos'pan, V. O., Fomovska, O. V., Yurko, O. O., Artemenko, V. A. (2019). The ability of a tricky self-control will be able to use a mobile cardiographer, which has been brought up to cloud technologies. *Transactions of Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University*. Kremenchuk: KrNU, iss. 6/2019 (119). pp. 167–172. DOI: 10.30929/1995-0519.2019.6.167-172. [in Ukrainian]
10. Shulgin, V. I., Zaderikhin, A. K., Moroz, Y. G. (2008). Reconstruction and synthesis of electrocardiographic leads for cardiomonitors systems. *Bulletin of Kharkiv National University. Medicine series*, no 797, iss. 15, pp. 36–42. [in Russian]

Стаття надійшла 01.06.2021.